

SKRIPSI

**PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 3, 3.5, DAN 4
MOL**



**LUKMAN NUL HAKIM
03051381823071**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2023**

SKRIPSI

**PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 3, 3.5, DAN 4
MOL**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**



**OLEH
LUKMAN NUL HAKIM
03051381823071**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2023**

HALAMAN PENGESAHAN

**PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 3, 3.5, DAN 4
MOL**

SKRIPSI

**Diajukan Untuk Melengkapi Salah Satu Syarat Memperoleh Gelar sarjana
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**

Oleh:

**LUKMAN NUL HAKIM
03051381823071**



Palembang, Januari 2023

Pembimbing Skripsi

Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP 197909272003121004

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA

Agenda No.
Diterima Tanggal
Paraf

: 009/TM/AK/2023
: 22 MEI 2023
:

SKRIPSI

NAMA : LUKMAN NUL HAKIM
NIM : 03051381823071
JURUSAN : TEKNIK MESIN
JUDUL SKRIPSI : PENGARUH TEMPERATUR
SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING
TEMBAGA 3, 3.5, DAN 4 MOL
DIBUAT TANGGAL : FEBRUARI 2022
SELESAI TANGGAL : JANUARI 2023

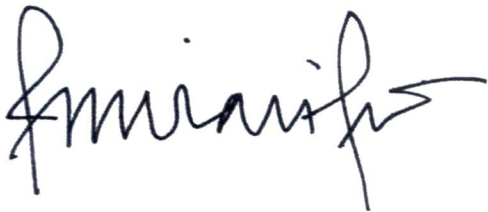
Palembang, Januari 2023

Diperiksa dan disetujui oleh:
Pembimbing Skripsi

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP 197112251997021001



Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP 197909272003121004

HALAMAN PERSETUJUAN

Karya Tulis Ilmiah berupa Skripsi dengan Judul “Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit Terdoping Tembaga 3, 3.5 dan 4 Mol” telah dipertahankan dihadapan Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya pada tanggal 03 Januari 2023.

Palembang 03 Januari 2023

Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Berupa Skripsi

Ketua Penguji :

Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP. 197112251997021001

(.....)

Sekretaris Penguji :

Barlin, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP. 198106302006041001

(.....)

Penguji :

Dr. H. Ismail Thamrin, S.T., M.T.

NIP. 197209021997021001

(.....)



Ketua Jurusan Teknik Mesin

Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP. 197112251997021001

(.....)

Palembang, Januari 2023

Diperiksa dan disetujui oleh :

Pembimbing Skripsi

(.....)

Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D

NIP. 197909272003121004

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Lukman Nul Hakim


NIM : 03051381823071

Judul : Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit
Terdoping Tembaga 3, 3.5 dan 4 Mol

Memberikan izin kepada Pembimbing dan Universitas Sriwijaya untuk mempublikasikan hasil penelitian saya untuk kepentingan akademik apabila dalam waktu 1 (satu) tahun tidak mempublikasikan karya penelitian saya. Dalam kasus ini saya setuju untuk menempatkan Pembimbing sebagai penulis korespondensi (*Corresponding author*).

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.

Palembang, Januari 2023



Lukman Nul Hakim

NIM: 03051381823071

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Lukman Nul Hakim

NIM : 03051381823071

Judul : Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit
Terdoping Tembaga 3, 3.5 dan 4 Mol

Menyatakan bahwa skripsi saya merupakan hasil karya saya sendiri didampingi tim pembimbing dan bukan hasil penjiplakan plagiat dalam skripsi ini. Apabila ditemukan unsur penjiplakan plagiat dalam skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik dari Universitas Sriwijaya sesuai aturan yang berlaku.

Demikian, saya buat pernyataan ini dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.



Palembang, Januari 2023



Lukman Nul Hakim

NIM: 03051381823071

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis atas kehadiran Allah SWT yang telah memberikan Rahmat, Nikmat dan Karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Proposal Skripsi yang berjudul “Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit Terdoping Tembaga 3, 3.5 dan 4 Mol”.

Penulis juga mengucapkan terima kasih banyak kepada pihak yang telah membantu dalam penyusunan proposal ini baik secara langsung ataupun tak langsung kepada :

1. Bapak Marwan Sattar dan Ibu Ratna Ningsih sebagai kedua orang tua penulis yang selalu memberikan dukungan.
2. Bapak Irsyadi Yani, S.T, M.Eng, Ph.D selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya.
3. Bapak Amir Arifin, S.T, M.Eng, Ph.D selaku Sekretaris Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya sekaligus Dosen Pembimbing.
4. Bapak Gunawan, S.T, M.T, Ph.D selaku Dosen pengarah Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya.
5. Afif Falah, Farisan Kasfi Al-Bajili dan Ponco Devota selaku partner dalam penelitian.

Hanya terimakasih yang dapat penulis sampaikan kepada seluruh pihak yang telah membantu, semoga Allah Subhanahuwata'ala membalas semua kebaikan yang sudah diberikan kepada penulis dengan rahmat dan karunia-Nya.

Palembang, Januari 2023



Lukman Nul Hakim

RINGKASAN

PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 3, 3.5, DAN 4 MOL

Karya tulis ilmiah berupa skripsi, 3 Januari 2023

Lukman Nul Hakim, di bimbing oleh Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.

XLIX+ 49 Halaman, 6 Tabel, 27 gambar, 4 lampiran

RINGKASAN

Biokeramik saat ini banyak digunakan sebagai pengganti fungsi jaringan dan organ tubuh manusia serta mempunyai sifat tidak beracun. Hidroksiapatit yaitu turunan dari kalsium fosfat dan tidak sedikit pula dipakai untuk pelapisan pada tulang karena bersifat biokompatibel yang amat baik. Tembaga dipilih sebagai unsur doping karena berfungsi untuk meningkatkan angiogenik dan antibakteri hidroksiapatit. Sintesis bubuk CuHA dapat dilakukan dengan rute kopresipitasi. Proses ini menghasilkan substitusi kalsium dengan tembaga dan menjadi produk teoritis $\text{Ca}_{10-x}\text{Cu}_x(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Biokeramik HA/CuO berasal dari serbuk tulang sapi didapat dari proses kalsinasi yang dilakukan selama 1 jam dengan temperatur 800°C menggunakan *electric furnace*. Dilanjutkan dengan proses *grinding*, *ballmilling* dan *sieving* untuk mendapatkan serbuk yang berukuran 0,074 mm. Pada penelitian ini pembuatan biokeramik dilakukan dengan mencampurkan serbuk hidroksiapatit dengan serbuk CuO menggunakan *magnetic stirrer* selama 45 menit dengan komposisi CuO 3, 3.5, dan 4 mol. Proses pencetakan spesimen biokeramik dilakukan dengan proses kompaksi dengan tekanan 150 MPa dan metode sintesis yang digunakan untuk membuat biokeramik HA adalah metode *solid state sintering* dengan variasi temperatur 1000°C , 1100°C , 1200°C *heating rate* $10^\circ\text{C}/\text{min}$ serta waktu penahanan 60 menit. Untuk mengkarakterisasi sifat kimia, fisik dan mekaniknya dilakukan beberapa pengujian. Pada pengujian XRD (*X-Ray Driffraction*) dilakukan untuk mengetahui komposisi fasa yang terbentuk dari Biokeramik HA doping tembaga, dari pengujian XRD terdapat fasa HA dan CuO serta fasa baru yang terbentuk yaitu $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ atau trikalsium fosfat dikarenakan

fasa ini dapat terbentuk ditemperatur sintering yang tinggi hal ini memiliki kesamaan pada studi literatur sebelumnya. Pengujian densitas dapat disimpulkan nilai porositas atau kerapatan pada spesimen berpengaruh pada temperatur yang digunakan dan mengalami kenaikan persentase porositas pada pengaruh komposisi CuO, dimana pada spesimen HA 4 mol CuO ditemperatur sintering 1000°C di heating rate 10°C /min didapatkan nilai rata-rata porositas yang paling besar 52,623%. Pengujian tekan dapat disimpulkan semakin besar persentase campuran CuO maka semakin kecil kekuatan tekan spesimen. Pada temperatur sintering 1100°C di heating rate 10°C/min rata-rata nilai kuat tekan terbesar didapat pada spesimen HA 1 mol CuO yaitu 23,842%. Hasil dari *shrinkage* dapat disimpulkan nilai *shrinkage* akan semakin besar dengan meningkatnya komposisi dan temperatur sintering yang digunakan. Pada temperatur sintering 1200°C heating rate 10°C /min didapatkan rata-rata *shrinkage* terbesar yaitu 59,688% untuk 2 mol CuO. Pada penelitian ini spesimen yang disintering pada temperatur 1000°C pada heating rate 10°C /min hancur karena sebelumnya dilakukan proses pencelupan untuk dilakukan pengujian densitas dan spesimen yang disintering pada temperatur 1200°C pada heating rate 10°C /min terdegradasi karena temperatur sintering yang terlalu tinggi mencapai titik lebur CuO..

Kata Kunci: Hidroksiapatit, Tembaga (II) Oksida (CuO), *Solid State Sintering*, Tulang Sapi

SUMMARY

THE EFFECT OF SINTERING TEMPERATURES ON CERAMICS
HYDROXYAPATITE DOPING COPPER 3, 3.5 AND 4 MOL

Pattern Scientific papers in the form of Undergraduate Thesis, 3 January 2023

Lukman Nul Hakim, Supervised by Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.

XLIX+ 49 Pages, 6 Tabela, 27 Picture, 4 Attachements

SUMMARY

Bioceramic is widely used in place of the function of human tissues and organs and has nontoxic properties. Hydroxyapatite is traces of calcium phosphates and it's not nearly as good for coating bone as it is biocompatible. Copper was chosen as a doping element because it functions to increase angiogenic and antibacterial hydroxyapatite. Synthesis of CuHA powders can be performed by coprecipitation route. It leads to the substitution of calcium by copper and to a theoretical product $\text{Ca}_{10-x}\text{Cu}_x(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. HA/CuO bioceramic derived from cow bone powder obtained from the calcination process carried out for 1 hour at a temperature of 800°C using an electric furnace. Followed by grinding, ball milling and sieving to get a powder measuring 0.074 mm . The formation process of bioceramic specimens is carried out by a compaction process with a pressure of 150 MPa and the synthesis method used to make HA bioceramic is the solid state sintering method with temperature variations of 1000°C , 1100°C , and 1200°C heating rate of $10^\circ\text{C}/\text{min}$ and removal time of 60 minutes. To characterize its chemical, physical and mechanical properties, several tests were carried out. In XRD (X-Ray Driffraction) test, it was carried out to determine the phase composition formed from copper doped HA Bioceramics, from the XRD test, there are HA and CuO phases and a new phase is formed, namely $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ or tricalcium phosphate because this phase can be formed at high sintering temperatures, this has similarities to previous literature studies. Density testing can be concluded that the value of porosity or density in the specimen affects the temperature used and increases the percentage of porosity on the influence of the CuO composition, where in the HA 4 mol CuO

specimen at a sintering temperature of 1000°C at a heating rate of 10°C/min the average value is obtained the largest porosity is 52.623%. The compressive test can be concluded that the greater the percentage of the CuO mixture, the smaller the compressive strength of the specimen. At a sintering temperature of 1100°C at a heating rate of 10°C/min, the average compressive strength of the largest value was obtained in the HA specimen of 1 mol CuO, which was 23.842%. The results of the shrinkage can be concluded that the shrinkage value will be greater with the increase in the composition and the sintering temperature used. At a sintering temperature of 1200°C heating rate of 10°C/min, the largest average shrinkage was 59.688% for 2 moles of CuO. In this study, the specimens sintered at a temperature of 1000°C at a heating rate of 10°C/min were destroyed because previously the dyeing process was carried out for density testing and the specimens sintered at a temperature of 1200°C at a heating rate of 10°C/min were degraded due to the sintering temperature, which is too high reaches the melting point of CuO.

Keyword: Hydroxyapatite, Copper (II) Oxide (CuO), Solid State Sintering, Bovine Bone

DAFTAR ISI

HALAMAN PENGESAHAN.....	v
HALAMAN PERSETUJUAN.....	ix
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	xi
HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS.....	xiii
KATA PENGANTAR	xv
RINGKASAN	xvii
SUMMARY	xix
DAFTAR ISI.....	xxi
DAFTAR GAMBAR	xxiii
DAFTAR TABEL	xxv
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Tulang	5
2.1.1 Tulang sapi.....	5
2.2 Hidroksiapatit.....	6
2.2.1 Sifat Fisik Hidroksiapatit	7
2.2.2 Sifat Mekanik Hidroksiapatit	7
2.2.3 Sifat Kimia Hidroksiapatit	8
2.3 Biomaterial.....	8
2.4 Klasifikasi Biomaterial	10
2.4.1 Biomaterial Keramik.....	10
2.4.2 Biomaterial Polimer	11
2.4.3 Biomaterial Komposit	12
2.4.4 Biomaterial Logam.....	12
2.5 Sintesis Hidroksiapatit	13

2.5.1	Metode Kering.....	13
2.5.2	Metode Sol-Gel	13
2.5.3	Metode <i>Vibro</i>	14
2.5.4	Metode Alkalin.....	14
2.6	Kompaksi	14
2.7	Sintering	15
2.8	Penelitian Terdahulu Yang Relevan.....	16
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN		19
3.1	Diagram Alir Penelitian	19
3.2	Alat dan Bahan	20
3.3	Persiapan Bahan Pembuatan Hidroksiapatit	20
3.4	Prosedur Penelitian.....	21
3.4.1	Persiapan Bahan Baku Pembuatan Biomaterial Hidroksiapatit .	21
3.4.2	Proses Pembuatan Serbuk Hidroksiapatit.....	22
3.4.3	Pembuatan Keramik Hidroksiapatit	23
3.5	Metode Pengujian.....	23
3.5.1	Pengujian <i>Shrinkage</i>	23
3.5.2	Pengujian Densitas	24
3.5.3	Pengujian <i>X-Ray Diffraction (XRD)</i>	25
3.6	Hasil Yang Diharapkan	25
3.7	Analisa dan Pengolahan Data.....	26
BAB 4 HASIL DAN DISKUSI.....		27
4.1	Pengumpulan Bahan Baku dari Tulang Sapi.....	27
4.2	Proses Kalsinasi.....	28
4.3	Hasil Dari Pengujian Densitas.....	29
4.4	Hasil Dari Pengujian XRD.....	36
4.5	Hasil <i>Shrinkage</i>	40
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN		45
5.1	Kesimpulan.....	45
5.2	Saran.....	45
DAFTAR PUSTAKA.....		47
LAMPIRAN		51

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Tulang Femur	6
Gambar 3.1 Skema Diagram Alir.....	19
Gambar 3.2 Tulang sapi yang telah dikumpulkan	20
Gambar 3.3 Tulang sapi yang telah dibersihkan.....	21
Gambar 3.4 Proses pemotongan tulang dengan gerinda	22
Gambar 3.5 Proses pengeringan tulang.....	22
Gambar 4.1 Proses pengeringan tulang sapi	27
Gambar 4.2 Proses pemotongan tulang sapi dan tulang sapi yang telah dipotong	28
Gambar 4.3 Proses kalsinasi tulang sapi	28
Gambar 4.4 Serbuk HA.....	29
Gambar 4.5 Pengukuran massa kering spesimen.....	30
Gambar 4.6 Pengukuran massa basah spesimen.....	30
Gambar 4.7 Grafik porositas dari spesimen HA 3 mol CuO pada temperatur 100°C dan 1100°C dengan tekanan 150 Mpa.....	32
Gambar 4.8 Grafik porositas dari spesimen HA 3,5 mol CuO pada temperatur 1000°C dan 1100°C dengan tekanan 150 Mpa.....	33
Gambar 4.9 Grafik porositas dari spesimen HA 4 mol CuO pada temperatur 1000 dan 1100°C dengan tekanan 150 Mpa.....	34
Gambar 4.10 Grafik rata –rata porositas dari spesimen HA 3, 3,5 dan 4 mol CuO pada temperatur 1000 dengan tekanan 150 Mpa.....	35
Gambar 4.11 Grafik rata –rata porositas dari spesimen HA 3, 3,5 dan 4 mol CuO pada temperatur 1100°C dengan tekanan 150 Mpa.....	35
Gambar 4.12 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 3 mol CuO temperatur 1000°C.....	37
Gambar 4.13 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 3 mol CuO temperatur 1100°C.....	37
Gambar 4.14 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 3,5 mol CuO temperatur 1000°C.....	38
Gambar 4.15 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 3,5 mol CuO temperatur 1100°C	38

Gambar 4.16 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 4 mol CuO temperatur 1000°C.	39
Gambar 4.17 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 3 mol CuO pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	41
Gambar 4.18 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 3,5 mol CuO pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	42
Gambar 4.19 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 4 mol CuO pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	43
Gambar 4.20 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 3, 3,5 dan 4 mol CuO pada temperatur 1000°C.	43
Gambar 4.21 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 3, 3,5 dan 4 mol CuO pada temperatur 1100°C.	44

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Klasifikasi Biomaterial (Respati, 2010).....	11
Tabel 4.1 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA terdoping CuO dengan 3 mol pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	32
Tabel 4.2 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA terdoping CuO dengan 3,5 mol pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	33
Tabel 4.3 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA terdoping CuO dengan 4 mol pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	34
Tabel 4.5 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 3,5 mol CuO pada temperatur 1000°C dan 1100°C.	41
Tabel 4.6 Data pengujian shrinkage keramik HA terdoping CuO dengan 4 mol pada temperatur 1000°C dan 1100°C.....	42

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Material biokeramik terangkai pada ikatan-ikatan kimia cukup baik juga tergolong di dalam beberapa komponen menyusun tulang-tulang organism makhluk hidup yaitu hidroksiapatit memiliki kimia rumus $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (Jayaswal dkk, 2010). Bio keramik aman untuk di aplikasikan serta banyak diaplikasikan untuk mewakilkan fungsi jaringan dan organ dalam tubuh manusia. Turunan kalsium fosfat dan banyak diaplikasikan untuk pelapis tulang serta semen dikarenakan bio *compatibility* cukup baik yaitu Hidroksiapatit (HAp) (Al Sanabani, 2013). Dengan tujuan memperoleh HAp ini dapat diaplikasikan bahan alami serta kadar kalsium cukup tinggi juga dapat diproduksi HAp yang bagus. Material anorganik contohnya bebatuan fosfat. Material organik dapat dari kulit telur ayam, kerang cangkang, tulang sapi, tulang ikan, dll dapat diproduksi untuk hidroksiapatit (Akram, dkk, 2013).

Kandungan kalsium tulang sapi cukup tinggi, sekitar 85,84%. Kalsium dapat digunakan untuk mensintesis hidroksiapatit. Untuk mensintesis tulang sapi menjadi bubuk hidroksiapatit, tulang sapi dipanaskan terlebih dahulu pada suhu 1000°C sampai tulang sapi berkontraksi secara signifikan, menunjukkan pelepasan unsur-unsur dalam tulang sapi. Oleh karena itu, limbah tulang sapi yang masih melimpah dan tidak terpakai menjadi faktor pendukung mengapa tulang sapi merupakan sumber hidroksiapatit, dan akan diteliti bagaimana sintesisnya dalam penelitian ini. Giling dengan kecepatan putaran 350 rpm selama 10 jam dengan rasio ball-to-powder (rasio ball-to-powder, 10:1). Serbuk CaO dan asam fosfat yang telah dihaluskan kemudian disinter menggunakan tungku pada suhu 900°C selama 2 jam. Setelah mendinginkan bubuk sinter, uji XRD dilakukan untuk mengkonfirmasi pembentukan fase hidroksiapatit.

Dalam membuat hidroksiapatit ada beberapa metode yang dapat digunakan, yaitu hidrotermal, metode presipitasi, elektrokompresi, sol-gel dan lain sebagainya (Arifin and Sulong, 2017). Optimasi dengan menambahkan variasi lama waktu sintering (lama waktu pemanasan pada suhu tinggi) menghasilkan hidroksiapatit berpori dengan ukuran pori dan ukuran pori yang efektif untuk pertumbuhan tulang baru, medis Tujuannya adalah untuk meningkatkan sifat mekanik kuat tekan sesuai standar aplikasi (Arifin dkk, 2020).

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan dari latar belakang, CuO dapat dipilih sebagai unsur doping karena memiliki peran untuk meningkatkan angiogenik dan antibakteri pada hidroksiapatit. Beberapa penelitian telah mengembangkan doping tembaga pada hidroksiapatit, seperti metode hidrotermal (Yu dkk., 2017), sol-gel(Lv dkk., 2022), netralisasi (Stanić dkk., 2010) dimana pada metode tersebut hidroksiapatit diperoleh melalui reaksi beberapa bahan kimia. Pada penelitian ini hidroksiapatit akan disintesis dari tulang sapi sedangkan doping tembaga murni CuO. Karakterisasi hasil proses *solid-state sintering* pada temperatur 1000°C, 1100°C dan 1200°C diperlukan untuk mengetahui pengaruh temperatur sintering pada keramik hidroksiapatit.

1.3 Batasan Masalah

Dari rumusan masalah, maka disusun suatu batasan masalah sebagai berikut.

1. Menggunakan tulang sapi sebagai bahan uji penelitian.
2. Variabel CuO yang digunakan yaitu 3, 3.5 dan 4 mol.
3. Menggunakan metode *solid state sintering* dengan temperatur 1000°C, 1100°C dan 1200°C.

1.4 Tujuan Penelitian

1. Untuk menganalisa pengaruh *temperature* sintering pada pembuatan keramik hidroksiapatit dan mengetahui karakterisasi sifat fisik (densitas) dan sifat kimia (fasa yang terbentuk) pada keramik hidroksiapatit dengan metode *solid state sintering*.
2. Untuk menghasilkan keramik hidroksiapatit dengan metode *solid state sintering*.

1.5 Manfaat Penelitian

Pada hasil penelitian ini diharapkan agar dapat membantu menentukan pengaruh temperature sintering yang optimal selama sintering khususnya *solid state sintering* guna menghasilkan kualitas terbaik pada keramik hidroksiapatit terdoping tembaga dan agar dapat membantu peneliti lainnya terkhusus untuk pembuatan keramik hidroksiapatit berbahan dasar tulang sapi.

DAFTAR PUSTAKA

- Al Sanabani, M., 2013. Application of calcium phosphate materials in dentistry. *Int. J. Biomater.* 2013, 876132. <https://doi.org/10.1155/2013/876132>.
- Arifin, A., Gunawan, Priyadi, A., Sanjaya, F.A., 2020. Development and characterization of porous hydroxyapatite-Alumina composite for engineering application. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* 857, 012005. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/857/1/012005>.
- Arifin, A., Sulong, A.B., 2017. Effect of mixing parameters on the mixing time and density of composite HA/Ti6Al4V feedstock for powder injection molding. *MATEC Web Conf.* 101. <https://doi.org/10.1051/MATECCONF/201710103003>.
- Barakat, N.A.M., Khalil, K.A., Sheikh, F.A., Omran, A.M., Gaihre, B., Khil, S.M., Kim, H.Y., 2008. Physiochemical characterizations of hydroxyapatite extracted from bovine bones by three different methods: Extraction of biologically desirable HAp. *Mater. Sci. Eng. C* 28, 1381–1387. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2008.03.003>.
- Chi, W., Zou, J., Ai, F., Lin, Y., Li, W., Cao, C., Yang, K., Zhou, K., 2019. Research of Cu-Doped Hydroxyapatite Microbeads Fabricated by Pneumatic Extrusion Printing. *Materials (Basel)*. 12. <https://doi.org/10.3390/MA12111769>.
- Fadhilah, N., Irhamni, Jalil, Z., 2016. Sintesis hidroksiapatit yang berasal dari tulang sapi aceh. *J. Aceh Phys. Soc.* 5, 19–21.
- Gunawan, G., Arifin, A., Yani, I., Indrajaya, M., 2019a. Characterization of porous hydroxyapatite-alumina composite scaffold produced via powder compaction method. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* 620. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/620/1/012107>.

- Gunawan, G., Arifin, A., Yani, I., Indrajaya, M., 2019b. Characterization of porous hydroxyapatite-alumina composite scaffold produced via powder compaction method. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* 620. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/620/1/012107>.
- Gunawan, Sopyan, I., Suryant, Naqshbandi, A., 2014. Zinc-doped biphasic calcium phosphate nanopowders synthesized via sol-gel method. *Indian J. Chem. - Sect. A Inorganic, Phys. Theor. Anal. Chem.* 53, 152–158.
- Jayaswal, G.P., Dange, S.P., Khalikar, A.N., 2010. Bioceramic in dental implants: A review. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 10, 8–12. <https://doi.org/10.1007/S13191-010-0002-4>.
- Kermani, M., Biesuz, M., Dong, J., Deng, H., Bortolotti, M., Chiappini, A., Reece, M.J., Sglavo, V.M., Hu, C., Grasso, S., 2020. Flash cold sintering: Combining water and electricity. *J. Eur. Ceram. Soc.* 40, 6266–6271. <https://doi.org/10.1016/J.JEURCERAMSOC.2020.06.051>.
- Lv, Y., Chen, Y., Zheng, Y., Li, Q., Lei, T., Yin, P., 2022. Evaluation of the antibacterial properties and in-vitro cell compatibilities of doped copper oxide/hydroxyapatite composites. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* 209, 112194. <https://doi.org/10.1016/J.COLSURFB.2021.112194>.
- Ooi, C.Y., Hamdi, M., Ramesh, S., 2007. Properties of hydroxyapatite produced by annealing of bovine bone. *Ceram. Int.* 33, 1171–1177. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2006.04.001>.
- Priyana, A., 2007. Peran pertanda tulang dalam serum pada tatalaksana osteoporosis. *Universa Med.* 26, 152–159. <https://doi.org/10.18051/UNIVMED.2007.V26.152-159>.
- Respati, S.M.B., 2010. Bahan Biomaterial Stainless Steel Dan Keramik. *Momentum* 6, 5–8.
- Stanić, V., Dimitrijević, S., Antić-Stanković, J., Mitrić, M., Jokić, B., Plećaš, I.B., Raičević, S., 2010. Synthesis, characterization and antimicrobial

activity of copper and zinc-doped hydroxyapatite nanopowders. *Appl. Surf. Sci.* 256, 6083–6089. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2010.03.124>.

Tavares, D., Castro, L., Soares, G., Alves, G. gomes, Granjeiro, J.M., 2013. Synthesis and cytotoxicity evaluation of granular substituted tricalcium phosphate 5, 5–10.

Vakifahmetoglu, C., Karacasulu, L., 2020. Cold sintering of ceramics and glasses: A review. *undefined* 24. <https://doi.org/10.1016/J.COSSMS.2020.100807>.

Yu, W., Sun, T.W., Ding, Z., Qi, C., Zhao, H., Chen, F., Shi, Z., Zhu, Y.J., Chen, D., He, Y., 2017. Copper-doped mesoporous hydroxyapatite microspheres synthesized by a microwave-hydrothermal method using creatine phosphate as an organic phosphorus source: application in drug delivery and enhanced bone regeneration. *J. Mater. Chem. B* 5, 1039–1052. <https://doi.org/10.1039/C6TB02747D>.